

BIOLOGICAL SIGNAL ANALYZING DEVICE

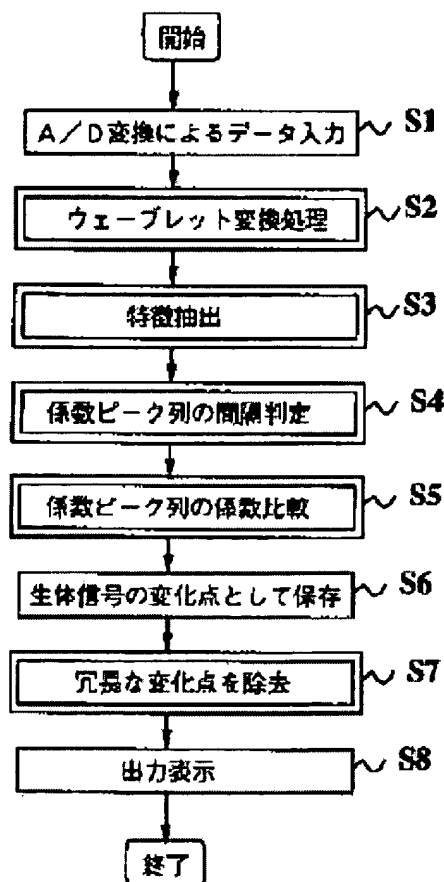
Patent number: JP10216096
Publication date: 1998-08-18
Inventor: INOUE TAKASHI; IWASAKI SHIRO; SHIMAZU MIKIO;
KATSURA TAKUJI
Applicant: MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD
Classification:
- international: A61B5/0452
- european:
Application number: JP19970021185 19970204
Priority number(s): JP19970021185 19970204

Report a data error here

Abstract of JP10216096

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a biological signal analyzing device in which wavelet conversion is applied to a biological signal, in which feature extraction to a wavelet conversion coefficient is performed, and in which a change point of the biological signal (position or timing in an electrocardiogram QRS group) can be detected at high precision.

SOLUTION: Wavelet conversion coefficients corresponding to five scales in five-octave partition are calculated (S2), the maximum value or minimum value of the wavelet conversion coefficients is determined, a coefficient peak line is determined from the largest scale using the maximum (minimum) value corresponding to each scale (S3), and it is determined if an interval between at least two continuous points in the coefficient peak line is within a predetermined threshold value or not (S4). In the selected coefficient peak line, the size or mark of at least one wavelet coefficient in the respective scales are compared with each other to determine if the selected peak line is a change point in a biological signal or not (S5), it is stored as the change point in the biological signal, and among the stored living body signal change points, a redundant biological signal change point is eliminated by use of an interval between two continuous points in the coefficient peak line, and the wavelet conversion coefficients in the respective scales.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-216096

(43)公開日 平成10年(1998) 8月18日

(51)Int.Cl.⁶

識別記号

F 1

A 6 1 B 5/0452

A 6 1 B 5/04

3 1 2 C

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21)出願番号 特願平9-21185

(22)出願日 平成 9 年(1997) 2 月 4 日

(71)出願人 000005821

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006番地

(72)発明者 井上 尚

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内

(72)発明者 岩崎 史朗

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内

(72)発明者 島津 幹夫

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内

(74)代理人 弁理士 滝本 智之 (外 1 名)

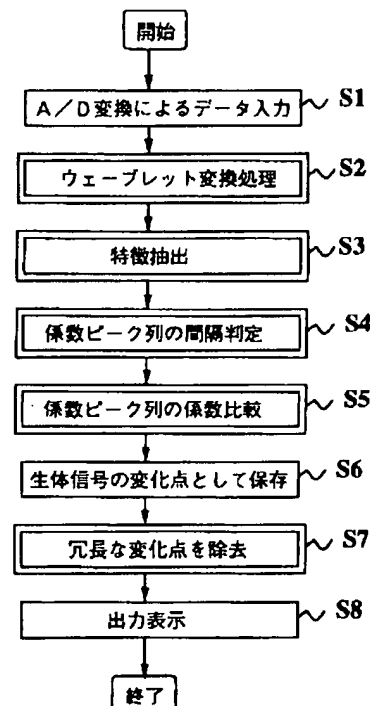
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 生体信号解析装置

(57)【要約】

【課題】 生体信号の変化点を高精度に検出する

【解決手段】 5オクターブ分割による5つのスケールに対応するウェーブレット変換係数を算出し(S2)、ウェーブレット変換係数の極大値あるいは極小値を求め、最も大きいスケールから各スケールに対応する極大(小)値を用い係数ピーク列を求め(S3)、係数ピーク列の少なくとも連続する2点の間隔があらかじめ定められた閾値以内かの判定を行う(S4)。選択された係数ピーク列において、少なくとも1つ以上の各スケールのウェーブレット変換係数の大きさ或いは符号を比較して選択された係数ピーク列を生体信号の変化点であるか否かを判断し(S5)、生体信号の変化点として格納し(S6)、格納されている生体信号の変化点の中で、係数ピーク列の連続する2点の間隔と、各スケールのウェーブレット変換係数とを用いて冗長な生体信号の変化点を除去する(S7)。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体信号を取り込んでデジタル信号に変換するA/D変換手段と、前記A/D変換手段によりデジタル化された生体信号に対しウェーブレット変換を施し、各スケールに対応するウェーブレット変換係数を算出する離散ウェーブレット変換手段と、前記ウェーブレット変換係数のうち少なくとも1つ以上のスケールを用い、変換係数の特徴抽出を行い、各スケール間に対応するウェーブレット変換係数（以後、係数ピーク列と呼ぶ）を求める特徴抽出手段と、前記特徴抽出手段により得られた係数ピーク列のうち、少なくとも連続する2点の間隔があらかじめ定められた閾値以内かの判定を行う間隔判定手段と、前記間隔判定手段により選択された係数ピーク列において、少なくとも1つ以上の各スケールのウェーブレット変換係数の大きさ或いは符号を比較して選択された係数ピーク列を生体信号の変化点であるか否かを判断する係数比較手段と、前記係数比較手段により判断された係数ピーク列を生体信号の変化点として格納する記憶手段と、前記記憶手段に記憶されている生体信号の変化点の中で、係数ピーク列の連続する2点の間隔と、各スケールのウェーブレット変換係数とを用いて冗長な生体信号の変化点を除去する冗長除去手段と、前記冗長除去手段により除去されずに残った生体信号の変化点を出力し、表示する出力表示手段と、を備えたことを特徴とする生体信号解析装置。

【請求項2】 上記離散ウェーブレット変換手段は、5オクターブ分割を行うことを特徴とする請求項1記載の生体信号解析装置。

【請求項3】 上記特徴抽出手段は、スケールの大きい方からのウェーブレット変換係数を用い係数ピーク列を求めることを特徴とする請求項1記載の生体信号解析装置。

【請求項4】 上記特徴抽出手段は、ウェーブレット変換係数の極大値、あるいは極小値を用い係数ピーク列を求めることを特徴とする請求項1記載の生体信号解析装置。

【請求項5】 上記間隔判定手段は、係数ピーク列の少なくとも1つ以上のスケールの小さい方からの位置（サンプル点）を用いて係数ピーク列の位置の代表点とすることを特徴とする請求項1記載の生体信号解析装置。

【請求項6】 上記間隔判定手段は、係数ピーク列の少なくとも1つ以上のスケールの小さい方からの時刻を用いて係数ピーク列の時刻の代表点とすることを特徴とする請求項1記載の生体信号解析装置。

【請求項7】 上記係数比較手段は、選択された係数ピーク列のウェーブレット変換係数の符号が異符号か否かを比較することを特徴とする請求項1記載の生体信号解析装置。

【請求項8】 上記生体信号が心電図信号であることを特徴とする請求項1記載の生体信号解析装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体信号の変化点を検出する解析装置に関するもので、特に心電図のR波の位置あるいは時刻を検出する生体信号解析装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】近年、記録計の小型軽量化と長時間連続使用可能な電極の開発に伴い、ホルター心電計にみられるように、被測定者の行動を拘束せずに24時間を超える長時間にわたって心電図信号を記録可能になった。

【0003】この場合、記録された心電図データのサンプル数は膨大なものとなり、医師がすべてのデータを観察することは困難である。そこで、図11のようなP波、Q波、R波、S波、T波を有する心電図波形における解析、診断を効率よく行うため、コンピュータによる心電図QRS群を検出し、不整脈や心臓疾患などの自動解析が広く行われるようになった。

【0004】しかし従来の解析装置では、線形デジタルフィルタと閾値処理を組み合わせた簡単な操作のみで行っていたので、QRS群を正しく検出することは困難であり、誤検出や検出もれを生じていた。

【0005】例えば、長時間計測される心電図には、図12のような筋電位や電極の接触不良によるノイズが混入し、また、呼吸や身体運動による基線変動、QRS振幅や持続時間の変動が起こる。その場合、ある一定の閾値を超えた部分をQRS群とする閾値処理では、ノイズ部分と誤検出したり、基線変動などが発生している場合は全く検出が不可能になる。また、10Hz～25Hzの周波数帯域であるQRS群のみを線形デジタルフィルタを用いて抽出する処理でも、QRS群の周波数帯域は、各個人によっても異なり、時間と共に変化するもので正確に検出できない。そのため、QRS群の振幅が変動したり、ノイズレベルが高い場合に対して十分適用できるような解析装置はまだ実現されていない。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】そこで、本発明は、このような問題点を解決するためになされたものであって、その目的は、生体信号にウェーブレット変換を施し、ウェーブレット変換係数の特徴抽出を行い、生体信号の変化点（心電図QRS群の位置或は時刻）を高精度に検出することができる生体信号解析装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】以上の目的を達成するために、本発明では、生体信号にウェーブレット変換を施し、ウェーブレット変換係数の特徴抽出して求めた係数ピーク列より、生体信号の変化点を検出する。

【0008】即ち、請求項1記載の発明の生体信号解析装置は、生体信号を取り込んでデジタル信号に変換す

るA/D変換手段と、A/D変換によりデジタル化された生体信号にウェーブレット変換を施し、各スケールに対応するウェーブレット変換係数を算出する離散ウェーブレット変換手段と、少なくとも1つ以上のスケールのウェーブレット変換係数を用い、変換係数の特徴抽出を行い、各スケール間に対応する係数ピーク列を求める特徴抽出手段と、前記特徴抽出手段により得られた係数ピーク列のうち、少なくとも連続する2点の間隔があらかじめ定められた閾値以内かの判定を行う間隔判定手段と、前記間隔判定手段により選択された係数ピーク列において、少なくとも1つ以上の各スケールのウェーブレット変換係数の大きさ或いは符号を比較して選択された係数ピーク列のうちの1つを生体信号の変化点として決定する係数比較手段と、前記係数比較手段により決定された係数ピーク列を生体信号の変化点として記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶されている生体信号の変化点の中で、係数ピーク列の連続する2点の間隔と、各スケールのウェーブレット変換係数とを用いて冗長な生体信号の変化点を除去する冗長除去手段と、前記冗長除去手段により除去されずに残った生体信号の変化点を出し、表示する出力表示手段とを備えたことを特徴とする。

【0009】請求項2記載の発明は、前記請求項1記載の生体信号解析装置において、離散ウェーブレット変換手段は、5オクターブ分割を行うことを特徴とする。

【0010】請求項3記載の発明は、前記請求項1記載の生体信号解析装置において、特徴抽出手段は、スケールの大きい方からのウェーブレット変換係数を用い係数ピーク列を求めることを特徴とする。

【0011】請求項4記載の発明は、前記請求項1記載の生体信号解析装置において、特徴抽出手段は、ウェーブレット変換係数の極大値、あるいは極小値を用い係数ピーク列を求めることを特徴とする。

【0012】請求項5記載の発明は、前記請求項1記載の生体信号解析装置において、間隔判定手段は、係数ピーク列の少なくとも1つ以上のスケールの小さい方からの位置（サンプル点）を用いて係数ピーク列の位置の代表点とすることを特徴とする。

【0013】請求項6記載の発明は、前記請求項1記載の生体信号解析装置において、間隔判定手段は、係数ピーク列の少なくとも1つ以上のスケールの小さい方からの時刻を用いて係数ピーク列の時刻の代表点とすることを特徴とする。

【0014】請求項7記載の発明は、前記請求項1記載の生体信号解析装置において、係数比較手段は、選択された係数ピーク列のウェーブレット変換係数の符号が異符号か否かを比較することを特徴とする。

【0015】請求項8記載の発明は、前記請求項1記載の生体信号解析装置において、生体信号が心電図信号であることを特徴とする。

【0016】以上の構成により、請求項1記載の発明では、特徴抽出手段でウェーブレット変換係数を用いて係数ピーク列を求め、間隔判定手段と係数比較手段とで、係数ピーク列の中から生体信号の変化点を決定し、さらに、冗長除去ステップで冗長な生体信号の変化点が除去されるので、正確な生体信号の変化点を検出することができる。

【0017】特に、請求項3及び請求項4記載の発明では、特徴抽出手段でスケールの大きい方からのウェーブレット変換係数の極大値、あるいは極小値を用い係数ピーク列を求めるので、高周波数成分のノイズの影響がなくなり、係数ピーク列の誤検出がなくなると共に、生体信号の変化点の誤検出や検出もれが少なくなる。

【0018】

【発明の実施の形態】以下、本発明の生体信号解析装置の実施の形態について図面を参照しながら説明する。

【0019】（第1の実施の形態）図1は本発明の第1の実施の形態の生体信号解析装置を示す。図1において、100は生体信号、101はA/D変換手段であって、生体信号100をデジタル信号に変換する。102はウェーブレット変換手段であって、5オクターブ分割による5つのスケールに対応するウェーブレット変換係数を算出する。103は特徴抽出手段であって、前記ウェーブレット変換係数のうち少なくとも1つ以上のスケールを用い、変換係数の特徴抽出を行い、各スケール間に対応する係数ピーク列を求める。104は間隔判定手段であって、係数ピーク列のうち、少なくとも連続する2点の間隔があらかじめ定められた閾値以内かの判定を行う。105は係数比較手段であって、間隔判定手段104より選択された係数ピーク列において、少なくとも1つ以上の各スケールのウェーブレット変換係数の大きさ或いは符号を比較して選択された係数ピーク列を生体信号の変化点であるか否かを判断する。106は記憶手段であって、係数比較手段105より判断された係数ピーク列を生体信号の変化点として格納する。107は冗長除去手段であって、記憶手段106に格納されている生体信号の変化点の中で、係数ピーク列の連続する2点の間隔と、各スケールのウェーブレット変換係数とを用いて冗長な生体信号の変化点を除去する。108は出力表示手段であって、冗長除去手段107より除去されずに残った生体信号の変化点を出し、表示する。

【0020】次に本発明に係る生体信号解析装置の使用手順及び動作を説明する。図2は本発明に係る生体信号解析装置の全体の使用手順と動作を説明するための図である。まず、ステップS1にて取り込んだ生体信号をデジタル信号に変換し、ステップS2にて5オクターブ分割によるウェーブレット変換を施し、ウェーブレット変換係数を算出する。次にステップS3では、ウェーブレット変換係数の極大値あるいは極小値を求め、スケールの大きい方からの極大（小）値を用い係数ピーク列を

求めた後、ステップS4にて係数ピーク列の少なくとも連続する2点の間隔があらかじめ定められた閾値以内かの判定を行い、ステップS5にてステップS4より選択された係数ピーク列において、少なくとも1つ以上の各スケールのウェーブレット変換係数の大きさ或いは符号を比較して選択された係数ピーク列を生体信号の変化点であるか否かを判断し、ステップS6にて係数ピーク列を生体信号の変化点として格納する。最後にステップS7では、格納されている生体信号の変化点の中で、係数ピーク列の連続する2点の間隔と、各スケールのウェーブレット変換係数とを用いて冗長な生体信号の変化点を除去し、ステップS8にて除去されずに残った生体信号の変化点を出力し表示する。

【0021】まず、ステップS2の変換処理について数式と図3を用いて説明する。図3は5オクターブ分割を行う離散ウェーブレット変換フィルタバンクを示す構成図である。ウェーブレット変換は、基本ウェーブレット変換 $\Psi(x)$ の2のべき乗のスケール変換によって得られる関数系(数1)、

【0022】

【数1】

$$\Psi_i(x) = 2^{-i} \Psi(2^{-i} x)$$

【0023】と信号の内積(数2)、

【0024】

【数2】

$$\omega_i(x) = \langle \Psi_i(x-n), f(x) \rangle$$

【0025】によって得られる。 $\Psi_i(x)$ のフーリエ変換 $\Psi_i(\omega)$ に対して(数3)、

【0026】

【数3】

$$|\overline{\Phi}(\omega)|^2 = \sum_{i=1}^{\infty} |\overline{\Psi_i}(\omega)|^2$$

【0027】を満たすスケーリング関数 $\Phi(x)$ を定義する。また、 2^{-i} でスケール変換されたスケーリング関数 $\Phi(x)$ と信号 $f(x)$ の畳込み演算により得られた平滑化信号を $s_i(t)$ とする。 $s_i(t)$ を離散化した信号を $s_i(n)$ と定義する。離散時間信号 $s_0(n)$ は、Mオクターブの離散ウェーブレット変換と離散時間信号 $s_M(n)$ によって再構成することができる。また、離散ウェーブレット変換 $\omega_i(n)$ は、離散時間信号 $s_i(n)$ より(数4)(数5)(数6)、

【0028】

【数4】

$$\overline{\Phi}(2\omega) = H(\omega) \overline{\Phi}(\omega)$$

【0029】

【数5】

$$\overline{\Psi}(2\omega) = G(\omega) \overline{\Psi}(\omega)$$

【0030】

【数6】

$$|G(\omega)|^2 + |H(\omega)|^2 = 1$$

【0031】の関係を満たす離散時間低域通過フィルタ $G(\omega)$ と離散時間高域通過フィルタ $H(\omega)$ により計算することができる。この $G(\omega)$ と $H(\omega)$ によって、5オクターブ分割を行う離散ウェーブレット変換を表すフィルタバンクの構成を図3に示す。デジタル(離散)入力信号300に対し離散時間高域通過フィルタ $H(\omega)$ 310と離散時間低域通過フィルタ $G(\omega)$ 320を用いて変換処理することでウェーブレット変換係数 $\omega_1(n)$ 330と平滑化信号 $s_1(n)$ を得る。 $s_1(n)$ に対し同様に高域通過フィルタ312と低域通過フィルタ322を施し、ウェーブレット変換係数 $\omega_2(n)$ 332と平滑化信号 $s_2(n)$ を得る。さらに同様な処理を $i=3, 4, 5$ まで実行し、高域通過フィルタ314、316、318と低域通過フィルタ324、326、328をそれぞれ用い、ウェーブレット変換係数 $\omega_i(n)$ 334、336、338と平滑化信号 $s_5(n)$ 340を得る。ここでの各 $\omega_i(n)$ がウェーブレット変換係数である。次にステップS3の特徴抽出において係数ピーク列を求める処理について詳述する。図4は係数ピーク列を求める処理の流れを説明するための図、図5は心電図波形から抽出される係数ピーク列の代表的な例を示す図である。まずステップS31にてステップS2で求めた各スケールに対応するウェーブレット変換係数 $\omega_i(n)$ の極大値あるいは極小値を求める。 $\omega_i(n) > 0$ で、(数7)を満たす場合は、 $\omega_i(n)$ を極大値とする。

【0032】

【数7】

$$\omega_i(n+1) \leq \omega_i(n) \text{ かつ } \omega_i(n-1) \leq \omega_i(n)$$

【0033】一方、 $\omega_i(n) < 0$ で、(数8)を満たす場合は、 $\omega_i(n)$ を極小値とする。

【0034】

【数8】

$$\omega_i(n+1) \geq \omega_i(n) \text{ かつ } \omega_i(n-1) \geq \omega_i(n)$$

【0035】次に、ステップS32にて最もスケール2⁻⁵が大きい方から、その極大(小)値に対応する各スケールの極大(小)値を順番にステップS33~S36から検出する。ステップS33では、最も大きいスケールの極大(小)値の位置或は時刻に最も近い極大(小)値を1つ小さいスケール2⁻⁴から検出する。以下ステップS34では、ステップS33で検出した極大(小)値の位置或は時刻に最も近い1つ小さいスケール2⁻³での極大(小)値を検出する。ステップS35、S36も同様である。そしてステップS37にて各スケールで

求めた極大(小)値の組を係数ピーク列とし、ステップS32にて最も大きいスケールにおける極大(小)値がなくなるまで係数ピーク列を求める。

【0036】ステップS3の処理を実際の心電図波形に当てはめて係数ピーク列を求めた代表的な例が図5である。図5において、係数ピーク列は R_k を表す。 R_1 は極小値を組合わせた係数ピーク列(矢印の実線)となっており、 R_2 は極大値を組合わせた係数ピーク列(矢印の太い実線)になっている。さらに R_3 は極小値を組合わせた係数ピーク列(矢印の点線)となる。最も大きいスケールにおける極大(小)値の微小な値は生体信号の変化点となる可能性が少ないのであらかじめ定められた閾値と比較し、閾値以下の極大(小)値は無視して係数ピーク列は検出しない。

【0037】次にステップS4の係数ピーク列の間隔判定における処理について詳述する。図6は係数ピーク列の間隔判定を行う処理の流れを説明するための図である。まずステップS41にて係数ピーク列の位置或は時刻の代表点を設定する。その際、スケールの小さい方からの少なくとも1つ以上の位置或は時刻を用いる。例えば、スケール 2^{-1} とスケール 2^{-2} を用いた場合、その位置(サンプル点)の平均を係数ピーク列の位置の代表点とする。或は、A/D変換手段101におけるサンプリング周波数が $F(Hz)$ の場合、その位置(サンプル点)を F で割算して時間に換算することで係数ピーク列の時刻の代表点とできる。つまり、位置と時刻は同じ意味を表すので、以下は、係数ピーク列の位置の代表点を用いて説明する。次にステップS42にてステップS3で求めた係数ピーク列 R_k まで繰り返し、ステップS43にて係数ピーク列の連続する2つの位置の間隔があらかじめ定められた閾値 TH_1 以内かの判定を行う。例えば、図5に示すように係数ピーク列 R_1 と R_2 の間隔が、 $|R_1 - R_2| \leq TH_1$ の場合はその旨をステップS5に出力する。そして、 $|R_1 - R_2| > TH_1$ の場合はステップS42に戻り、次の係数ピーク列について同様な処理を施す。

【0038】次にステップS5の係数ピーク列の係数比較における処理について詳述する。図7は係数ピーク列の係数比較を行う処理の流れを説明するための図である。まずステップS51にてステップS4で選択された2つの係数ピーク列の符号を比較する。その際、少なくとも1つ以上の各スケールのウェーブレット変換係数(極大値或は極小値)を用いて符号を比較する。そして、例えば最も大きいスケール 2^{-5} の符号を比較し、異符号の場合のみステップS52にその旨を出力する。同符号の場合は選択された2つの係数ピーク列は無視する。次にステップS52にて2つの係数ピーク列の大きさを比較する。その際、少なくとも1つ以上の各スケールのウェーブレット変換係数(極大値或は極小値)の絶対値を用いて大きさを比較する。そして、例えばスケール 2^{-3} とスケール 2^{-4} の極大(小)値の絶対値和の大きさを比較し、大きい方の係数ピーク列を生体信号の変化点であることをステップS6に出力する。そして、ステップS6にて生体信号の変化点としてステップS5から入力された係数ピーク列の位置を保存する。ここで、心電図波形を用いた場合、生体信号の変化点をR波点と呼ぶ。

【0039】次にステップS7の冗長な変化点(R波点)を除去する処理について詳述する。図8は冗長なR波点を除去する処理の流れを説明するための図である。まずステップS71にてステップS6に格納されているR波点の2点間隔を調べる。そして、例えば2点間隔があらかじめ定められた閾値 TH_2 以内の場合のみステップS72にその旨を出力する。閾値 TH_2 以上の場合は両方のR波点をそのままステップS8に出力する。次にステップS72にて2つのR波点の大きさを比較する。そして、例えばスケール 2^{-3} とスケール 2^{-4} のR波点の極大(小)値の絶対値和の大きさを比較し、大きい方の絶対値和が小さい方の絶対値和のあらかじめ定められた定数 TH_3 倍以上であれば、ステップS73にその旨を出力する。一方、 TH_3 倍未満であれば両方のR波点はそのままステップS8に出力する。ステップS73では小さい方のR波点を除去し、大きい方のR波点をステップS8に出力する。そして、ステップS8にてステップS7より入力されたR波点を出力表示する。

【0040】従って、本実施の形態では、ウェーブレット変換係数を用いて係数ピーク列を求め、係数ピーク列の中から生体信号の変化点を決定し、さらに、冗長な生体信号の変化点を除去するので、正確な生体信号の変化点を検出することができる。

【0041】(第2の実施の形態)図9と図10は本発明の第2の実施の形態の生体信号解析装置を示す。本実施の形態は、生体信号解析装置の全体構成は、本発明の前記第1の実施の形態を示す図1の構成と同様で、生体信号解析装置の使用手順及び動作は、図2の使用手順と動作と同様であり、ステップS4とステップS5のみが異なる。

【0042】まずステップS4との違いを説明する。図9は本実施の形態のステップS40の処理の流れを示す。ステップS41は図6と同じであり、係数ピーク列の位置或は時刻の代表点を設定する。ステップS402にて係数ピーク列 R_k まで繰り返し、ステップS403にて係数ピーク列の連続する3つの位置の間隔があらかじめ定められた閾値 TH_1 以内かの判定を行う。例えば、図5に示すように連続する3つの係数ピーク列 R_1 と R_2 と R_3 が、 $|R_1 - R_3| \leq TH_1$ の場合はその旨をステップS50に出力する。そして、 $|R_1 - R_3| > TH_1$ の場合はステップS402に戻り、次の係数ピーク列について同様な処理を施す。

【0043】次にステップS5との違いを説明する。図

10は本実施の形態のステップS50の処理の流れを示す。まずステップS501にてステップS40で選択された3つの係数ピーク列の符号を比較する。その際、少なくとも1つ以上の各スケールのウェーブレット変換係数(極大値或は極小値)を用いて符号を比較する。そして、例えば最も大きいスケール 2^{-5} の符号を比較し、R1とR2、R2とR3が共に異符号、つまり交互に異符号の場合のみステップS502にその旨を出力する。いずれか一方、又は両方が同符号の場合は選択された3つの係数ピーク列は無視する。次にステップS502にて3つの係数ピーク列の大きさを比較する。その際、少なくとも1つ以上の各スケールのウェーブレット変換係数(極大値或は極小値)の絶対値を用いて大きさを比較する。そして、例えばスケール 2^{-3} とスケール 2^{-4} の極大(小)値の絶対値和の大きさを比較し、最も大きい方の係数ピーク列を生体信号の変化点であることをステップS6に出力する。

【0044】従って、本実施の形態では、ウェーブレット変換係数を用いて係数ピーク列を求め、係数ピーク列の中から生体信号の変化点を決定し、さらに、冗長な生体信号の変化点を除去するので、正確な生体信号の変化点を検出することができる。

【0045】尚、本発明は前記実施の形態に限定されない。例えば、第1及び第2の実施の形態においてウェーブレット変換手段102(ステップS2)は図3に示した5オクターブ分割を行ったが、5オクターブ以外の分割でもよいのは勿論である。また、第1、第2の実施の形態では、特徴抽出手段103(ステップS3)は係数ピーク列を各スケールの極大(小)値から求める際、現在のスケールの極大(小)値の位置或は時刻に最も近い極大(小)値を1つ小さいスケールから検出していたが、あらかじめ定められた範囲内の極大(小)値の絶対値が最も大きいものを検出してもよい。同様に、係数比較手段105(ステップS5)は選択された係数ピーク列の大きさを比較する場合、各スケールのウェーブレット変換係数(極大値或は極小値)の絶対値和を用いて大きさを比較していたが、絶対値和等に限定されず、他の手法でもよい。

【0046】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の生体信号解析装置によれば、生体信号をウェーブレット変換を施し、ウェーブレット変換係数を用いて係数ピーク列を求め、係数ピーク列の中から生体信号の変化点を決定し、さらに、冗長な生体信号を除去するので、正確な生体信号の変化点を検出することができる。

【0047】また、係数ピーク列を求める際にスケールの大きい方からのウェーブレット変換係数の極大値、あるいは極小値を用いるので、高周波数成分のノイズの影響がなくなり、係数ピーク列の誤検出がなくなると共に、生体信号の変化点の誤検出や検出もれが少なくでき

る。

【0048】また、心電図信号の変化点であるR波の発生位置或は時刻を正しく検出することができるので、不整脈や心臓疾患などの自動解析の精度も向上することができる。さらに、心拍数や自律神経系の解析に必要なRR間隔の精度を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の生体信号解析装置を示す図

【図2】本発明の第1の実施の形態に係る生体信号解析装置の全体の使用手順と動作を示す図

【図3】5オクターブ分割を行う離散ウェーブレット変換フィルタバンクの構成を示す図

【図4】本発明の第1の実施の形態の生体信号解析装置における係数ピーク列を求める処理の流れを示す図

【図5】心電図波形から抽出される係数ピーク列の代表的な例を示す図

【図6】本発明の第1の実施の形態の生体信号解析装置における係数ピーク列の間隔判定を行う処理の流れを示す図

【図7】本発明の第1の実施の形態の生体信号解析装置における係数ピーク列の係数比較を行う処理の流れを示す図

【図8】本発明の第1の実施の形態の生体信号解析装置における冗長なR波点を除去する処理の流れを示す図

【図9】本発明の第2の実施の形態の生体信号解析装置における係数ピーク列を求める処理の流れを示す図

【図10】本発明の第2の実施の形態の生体信号解析装置における係数ピーク列の間隔判定を行う処理の流れを示す図

【図11】心電図波形の代表的な例を示す図

【図12】心電図波形に混入するノイズやアーチファクトの一般的な例を示す図

【符号の説明】

100 生体信号

101 A/D変換手段

102 ウェーブレット変換手段

103 特徴抽出手段

104 間隔判定手段

105 係数比較手段

106 記憶手段

107 冗長除去手段

108 出力表示手段

300 デジタル入力信号

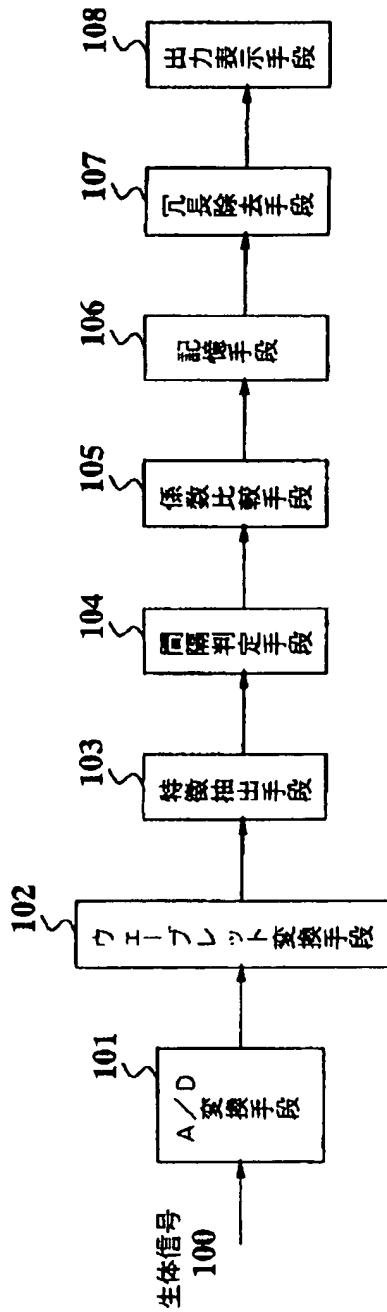
310, 312, 314, 316, 318 離散時間高域通過フィルタ

320, 322, 324, 326, 328 離散時間低域通過フィルタ

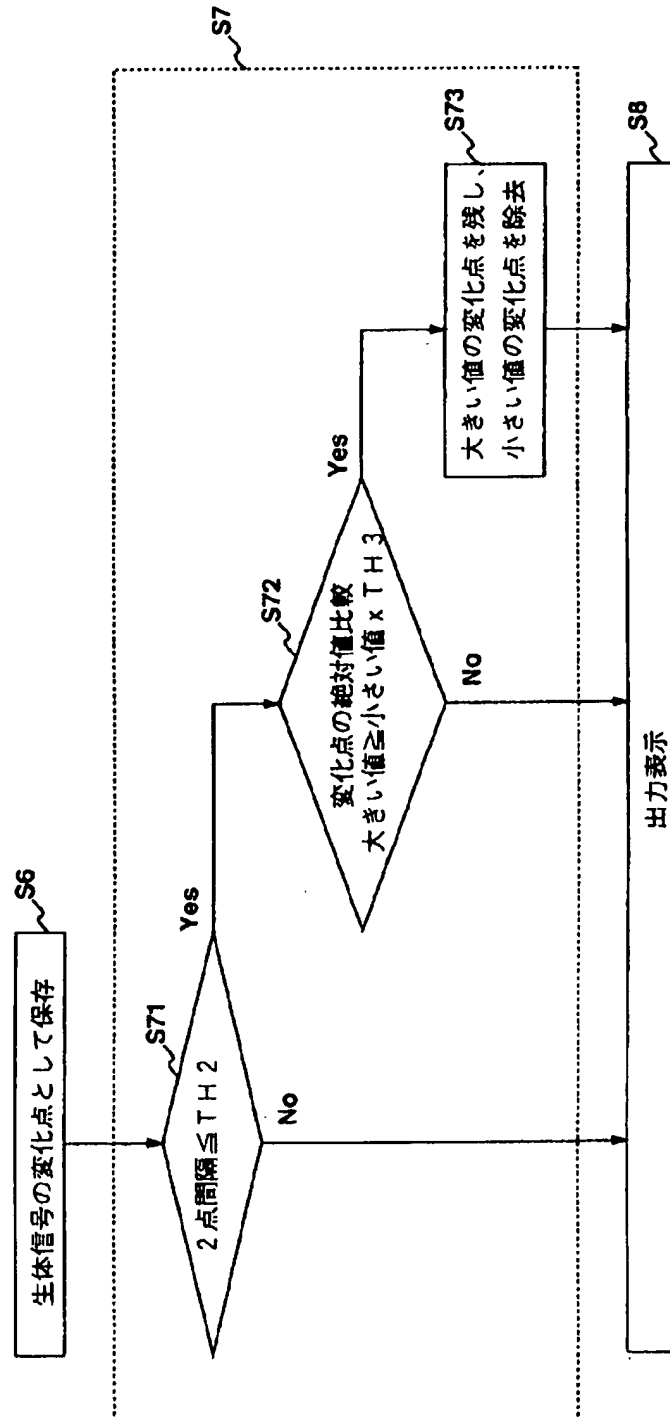
330, 332, 334, 336, 338 ウェーブレット変換係数

340 平滑化信号

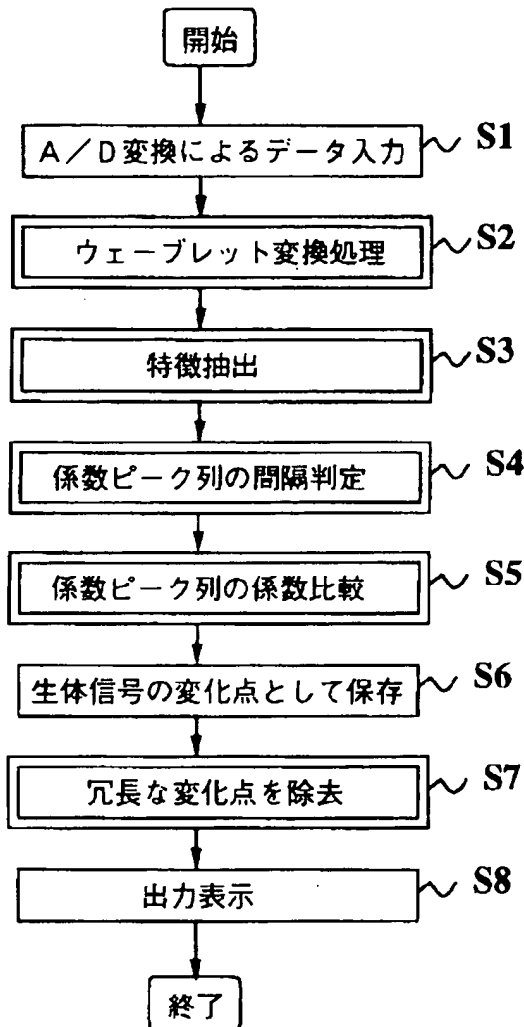
【図1】



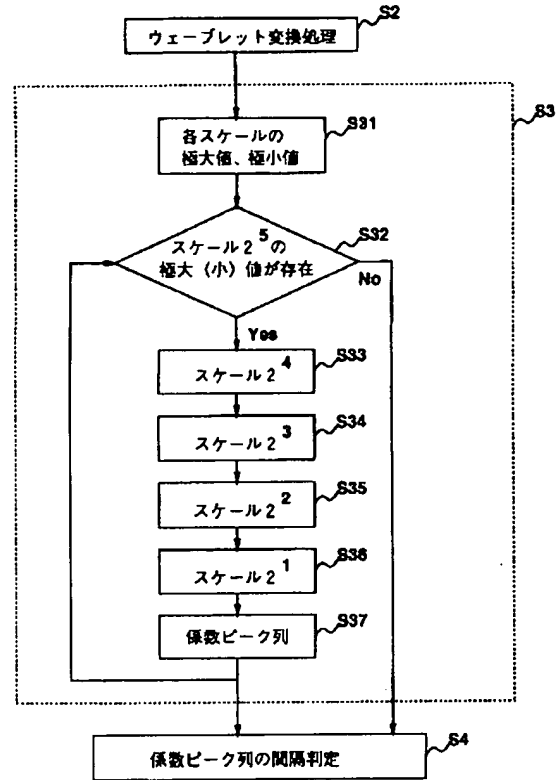
【図8】



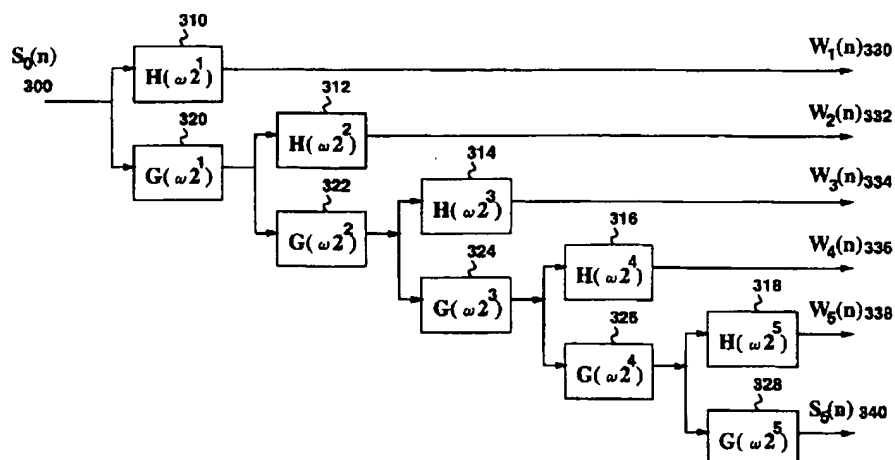
【図2】



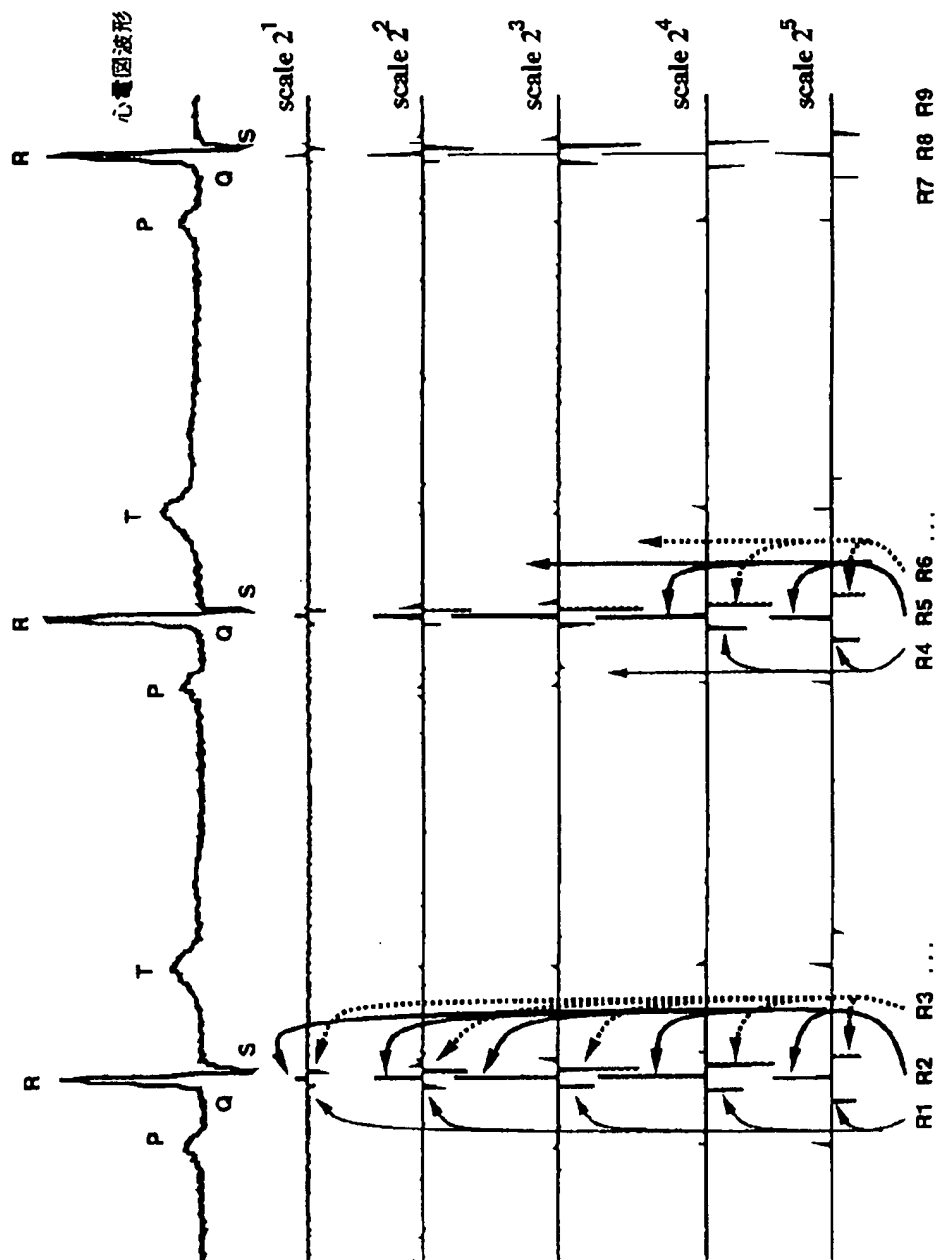
【図4】



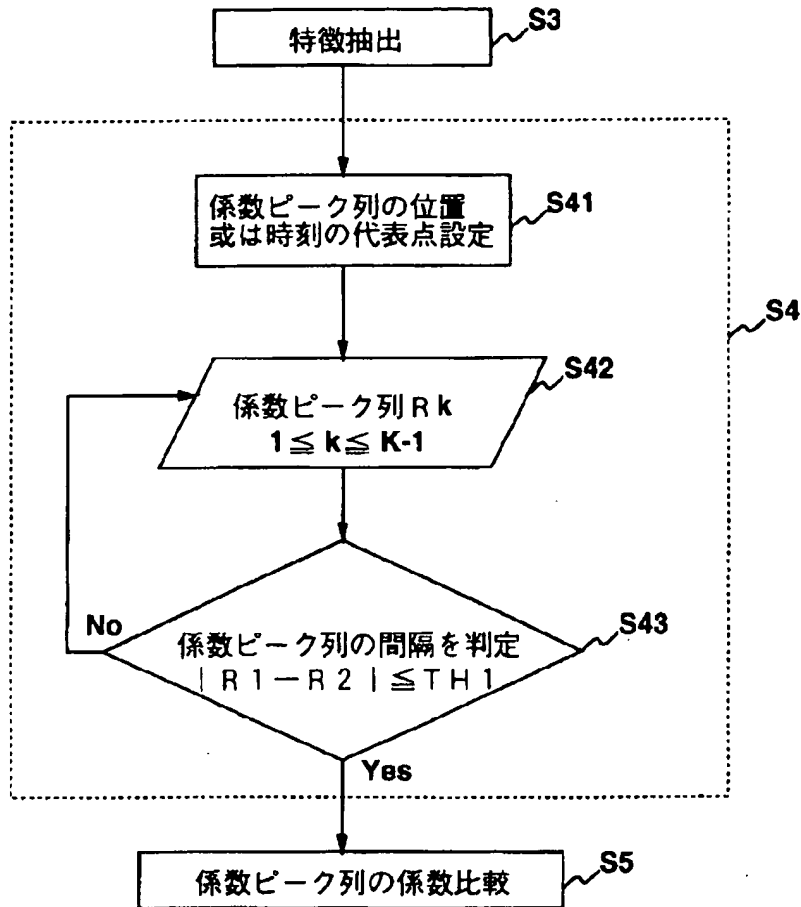
【図3】



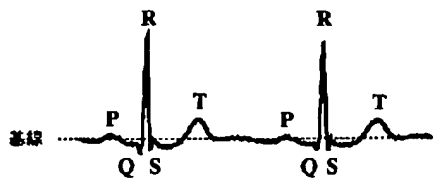
【図5】



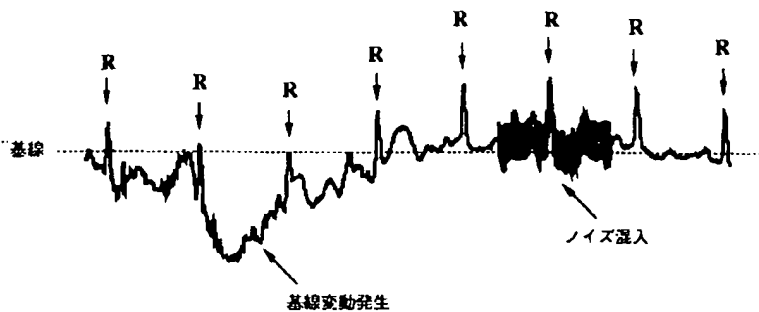
【図6】



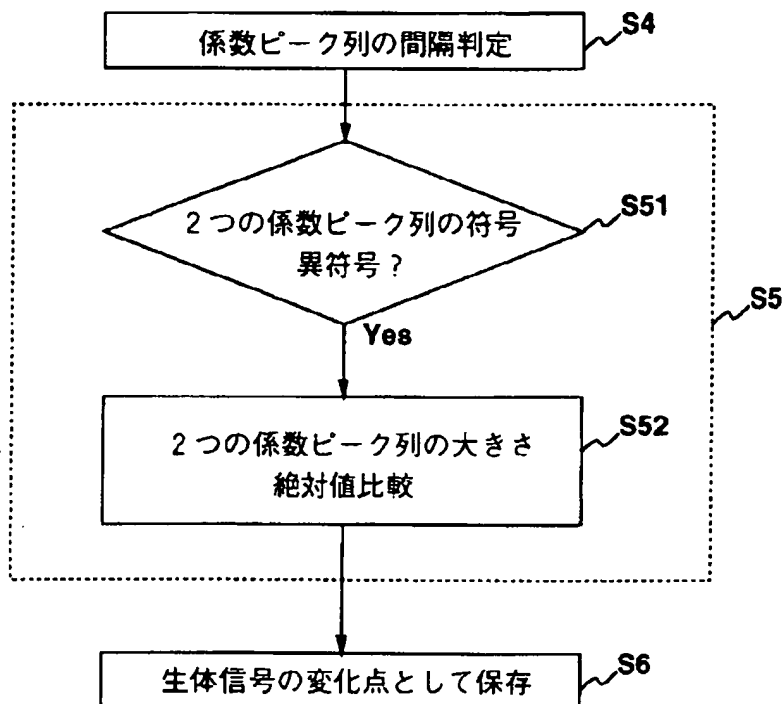
【図11】



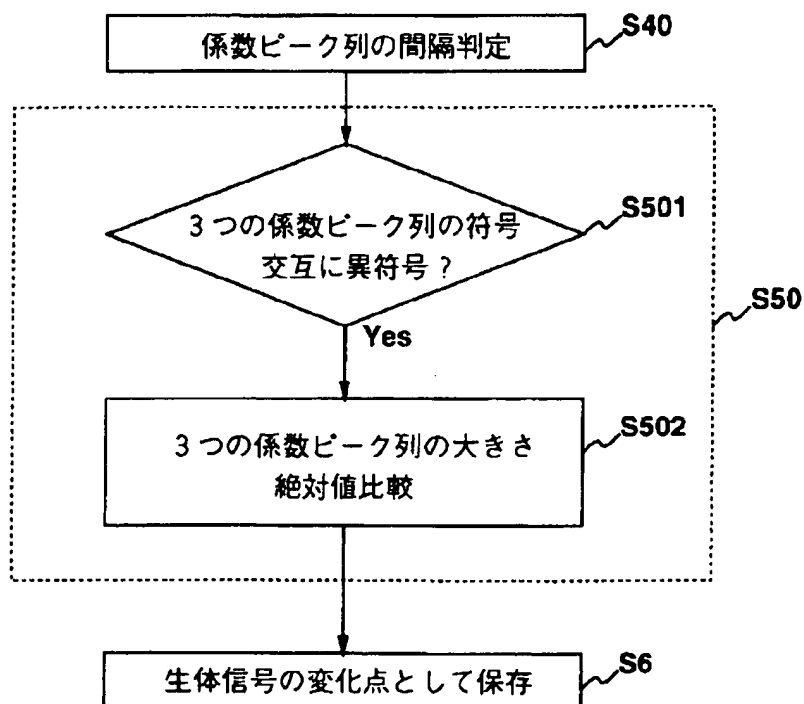
【図12】



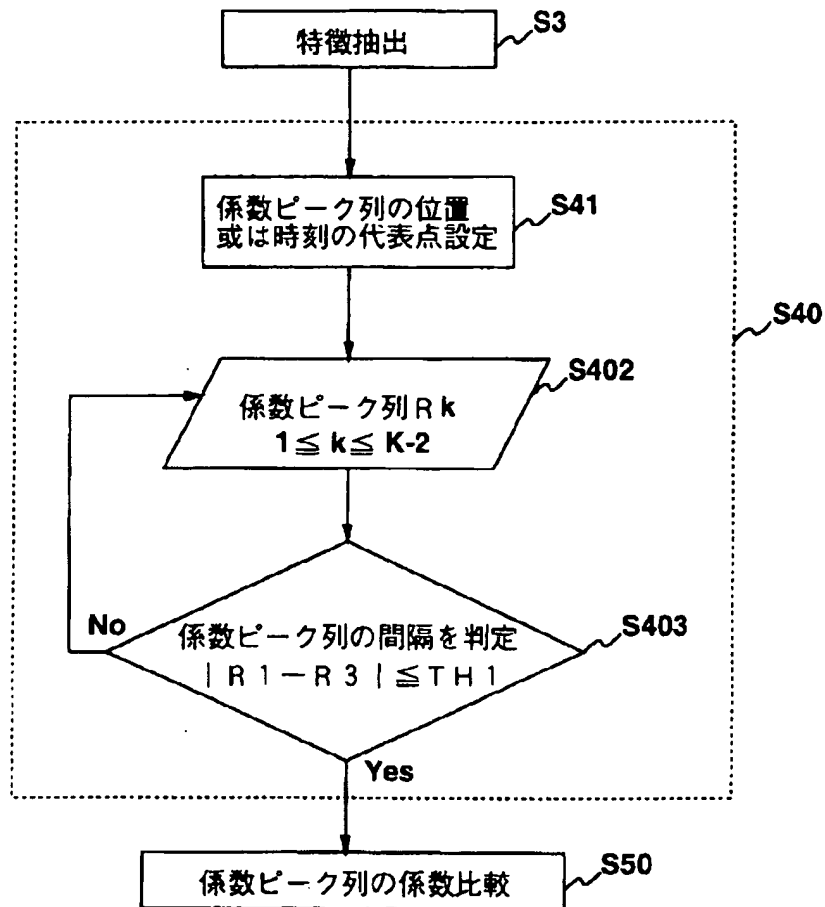
【図7】



【図10】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 桂 卓史
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☒ ~~BLACK BORDERS~~

☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

☒ ~~FADED TEXT OR DRAWING~~

☒ ~~BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING~~

☐ SKEWED/SLANTED IMAGES

☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS

☐ GRAY SCALE DOCUMENTS

☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT

☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.